

Mémoire de Maîtrise en médecine 1918

# Fixation par deux ou trois broches parallèles pontées dans les fractures supracondyliennes chez l'enfant

## **Etudiant**

Norman Siegenthaler

## **Tuteur**

Professeur Pierre-Yves Zambelli  
UPCOT – HEL - CHUV

## **Co-tuteur**

Docteur Nicolas Lutz  
UPCOT – HEL - CHUV

## **Expert**

Professeur Dominique Pioletti  
DAL - CHUV - EPFL

Lausanne, décembre 2013

## Abstract

### **Supracondylar fractures of children fixed with two or three parallel pins and with two bridged pins**

**Aim :** several studies have shown that supracondylar fractures could be treated with two or three lateral pins. The aim of this study is to compare the stability of lateral pinning with two or three pins with two pins bridged with a small non-invasive device, which would allow the operator to use only two pins instead of three.

**Methods :** fifteen synthetic humerus were cut at the level of the center of the olecranon fossa to simulate supracondylar fractures. All the samples were fixed with parallel pins (Kirschner, diameter 1.6 mm) with lateral entry. Three different pins configurations were tested : two pins, two bridged pins and three pins. Each sample was tested in internal and external rotations using a MTS 809 axial / torsional Test System to measure the torsional stiffness and the torque needed to reach an angle of 10 degrees. A statistical analysis using the Student Law was performed.

**Results :** configurations with two pins, bridged with the non-invasive device or not, had identical mechanical properties. The configurations with three pins demonstrated the following change in mechanical properties, respectively over two pins and over two bridged pins : an increase in internal torsional stiffness of 21.2% and 25.3%, an increase in external torsional stiffness of 15% and 6.8% ; concerning the maximum torque needed to reach an angle of 10 degrees, the increase for internal rotation was 15.1% and 16.4% and the increase for external rotation was 12.4% and 13.3%.

The bridging device did not provide an increase in mechanical properties, which could have avoided the use of a third pin. However, this study showed that the third pin increased all four mechanical properties measured, increase that is needed to fix unstable reduced supracondylar fracture.

Our samples showed a statistically significant result ( $P < 0.05$ ) for the torsional stiffness in external rotation between two and three pins. No statistical difference was made between two pins configurations.

**Clinical relevance :** the opportunity to bridge two pins configuration with a small non-invasive device to reach a mechanical stability equivalent to a configuration with three pins would avoid one invasive pinning procedure and its iatrogenic complications.

**Key words :** supracondylar fractures, humerus, lateral pinning, pins bridging, biomechanical testing

## Table des matières

Objectif .....	4
Méthode.....	4
Introduction .....	4
Revue de littérature.....	9
Biomécanique .....	9
Clinique.....	10
Méthodologie - réalisation des tests .....	13
Préparation des échantillons .....	16
Analyse des échantillons.....	17
Analyse des résultats .....	18
Discussion des résultats .....	20
Comparaison avec les autres études .....	26
Remarques .....	26
Conclusion .....	27
Remerciements.....	27
Annexe .....	27
Bibliographie .....	28

## Objectif

Les fractures supracondyliennes de l'humérus sont les fractures les plus fréquentes du coude chez les enfants, avec un taux atteignant 65% (1), et représentent 3 à 7% (2) de la totalité des fractures en pédiatrie. La nécessité de stabiliser la réduction de l'humérus se traduit par la pose de broches de Kirschner pour 85% (2) à 99% (3) de ces fractures.

A l'Hôpital de l'Enfance à Lausanne, la méthode utilisée pour l'embrochage consiste à insérer depuis le condyle latéral 2 ou 3 broches parallèles. Chaque mise en place de broche étant un geste invasif, l'objectif de cette étude est de déterminer si un dispositif de pontage non invasif verrouillant 2 broches permettrait d'obtenir une résistance mécanique équivalente à une réduction stabilisée par 3 broches. Ainsi, seules 2 broches pontées seraient insérées, entraînant une diminution des gestes invasifs.

## Méthode

Cette étude consiste à tester en torsion trois configurations d'embrochage sur des humérus synthétiques, soit les deux configurations utilisées à l'Hôpital de l'Enfance, 2 ou 3 broches en parallèle d'entrée latérale et 2 broches parallèles d'entrée latérale verrouillées par le dispositif de pontage. En comparant la rigidité et le couple nécessaire pour mettre en rotation la partie distale de l'humérus, nous allons mesurer si la résistance mécanique de 2 broches pontées est équivalente à 3 broches parallèles, en regard de nos résultats à la résistance en torsion pour 2 broches parallèles.

## Introduction

La chute est le mécanisme aboutissant à 70 % des fractures supracondyliennes chez les enfants dans une tranche d'âge moyenne comprise entre 5 et 10 ans (4). Ces enfants réalisent dans 95% des cas une manœuvre d'amortissement provoquant un choc sur un bras en extension complète, le reste des fractures supracondyliennes se produisant sur un bras en flexion (4).

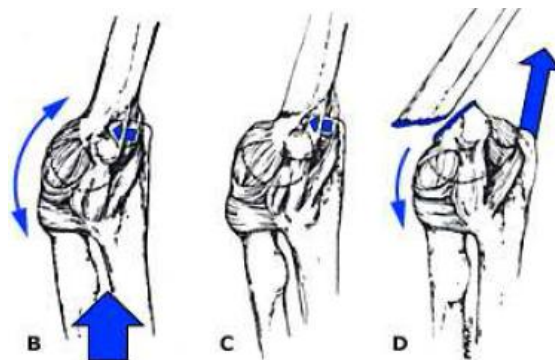
A cet âge, l'ossification de la palette humérale n'est pas complète (5), sachant que le premier foyer d'ossification apparaît à 1 mois pour le condyle et que la fermeture des cartilages de croissance se produit entre 12 et 14 ans pour les filles et 13 à 17 ans pour les garçons. En cas de chute sur le bras tendu, le choc est propagé via le processus olécrânien de l'ulna, qui exerce une contrainte sur une surface très localisée (6) dans la fosse olécrânienne, avec comme conséquence une forte augmentation de la pression. Au niveau morphologique, cette fosse se situe très près de la physe, dans une zone très mince dans une direction postéro-antérieure, car elle se trouve aussi en regard des fosses coronoïde et radiale sur la face antérieure de l'humérus distal (4). L'échantillon, en photo ci-dessous, montre les surfaces sciées pour simuler la fracture avant l'embrochage. Au niveau du trou central, axé sur la diaphyse et résultant de la fabrication de l'humérus, on peut observer qu'au niveau de la fosse olécrânienne, la palette humérale présente effectivement une zone très fine et donc fragile.



**Photographies 1 et 2:** sections de coupe des humérus avant embrochage

Cette particularité anatomique de l'enfant - associée à la résistance supérieure de la capsule articulaire qui ne se rompt pas et au mouvement dû à une chute propulsant le processus olécrânien dans la partie cartilagineuse de la palette humérale - provoque donc ces fractures supracondyliennes, que l'on ne retrouve plus chez l'adulte (5).

La force exercée sur le processus olécrânien du bras en extension dans une direction postéro-antérieure est également répercutée dans l'axe du bras (4), comme illustré sur le schéma 1. Il en résulte que la partie distale de l'humérus se déplace postérieurement, alors que l'extrémité fracturée proximale de l'humérus se déplace antérieurement.

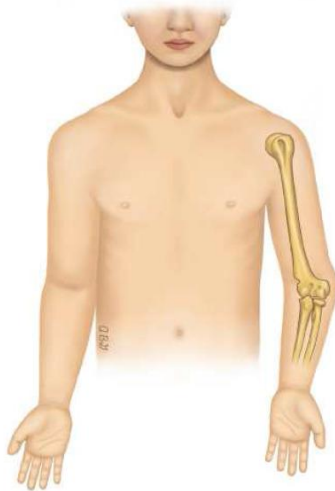


**Schéma 1:** mécanisme de formation de fracture supracondylienne chez l'enfant (5)

Sur la base des radiographies, l'ampleur du déplacement est catégorisée en trois classes selon l'échelle de Gartland modifiée par Wilkins (7). Les fractures non déplacées sont de type I. Les fractures déplacées et conservant une zone corticale postérieure intacte sont de type II. Lorsqu'il n'y a plus de contact cortical en raison du déplacement trop important, il s'agit d'une fracture de type III. Plus le déplacement du fragment distal est grand, plus la sévérité des atteintes peut augmenter, ce qui conditionne le niveau d'urgence du traitement - qui doit alors non seulement prendre en compte la fracture - mais aussi à très court terme les nombreuses structures adjacentes vasculaires et nerveuses, qui peuvent être endommagées.

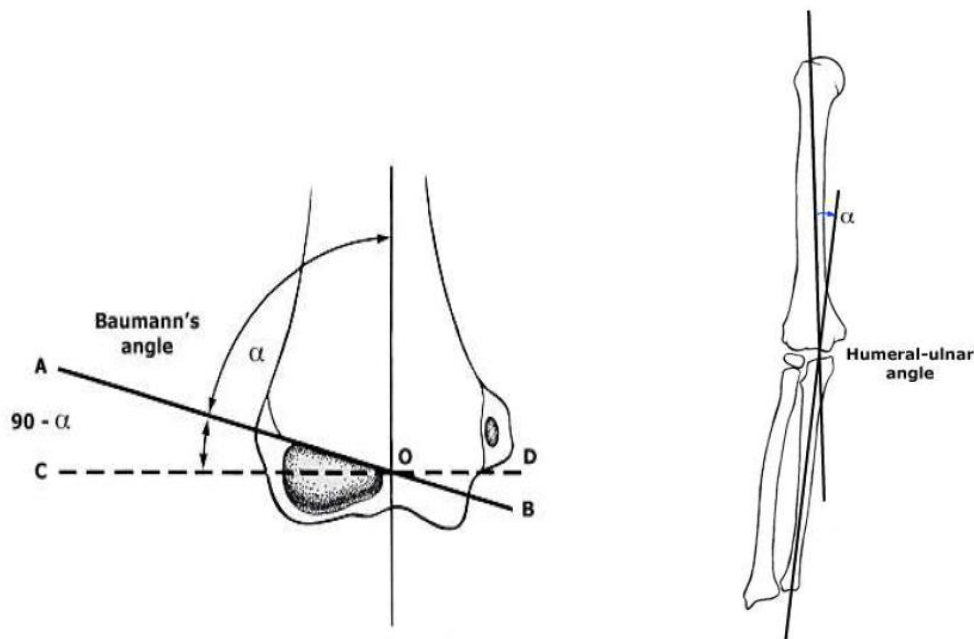
Au niveau osseux, la réduction est rendue nécessaire par le rétablissement de la morphologie et par la physiologie, car la croissance physiologique de l'humérus se produit majoritairement au niveau de la physe proximale et croît de 15 à 20 % au niveau distal. Par conséquent le remodelage de l'extrémité distale est limité, ce qui renforce la nécessité d'une réduction et d'une fixation par des broches ou un plâtre.

Le remodelage osseux physiologique ne peut pas non plus corriger un défaut de rotation de la partie distale de l'humérus. Or au niveau du coude, l'angle physiologique huméro-ulnaire (carrying angle) est modifié par un défaut de correction d'une rotation du fragment distal. Le défaut de rotation le plus fréquent de l'extrémité distale est interne, ce qui entraîne une déformation résiduelle avec un coude en cubitus varus (7), visible sur le schéma 2. Cela diminue l'angle huméro-ulnaire physiologique et entraîne des répercussions fonctionnelles, par exemple lors du port de charges ou avec une limitation de l'amplitude des mouvements du coude. Ce schéma illustre aussi les répercussions esthétiques découlant d'un cubitus varus.



**Schéma 2:** Cubitus varus résultant d'un défaut de réduction de la rotation et diminuant l'angle physiologique huméro-ulnaire (4)

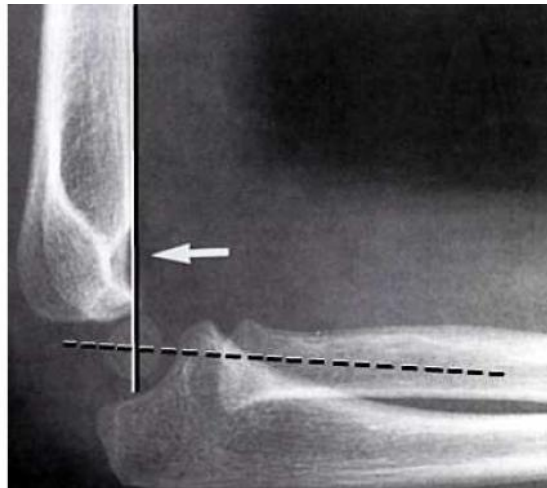
En clinique, l'évaluation du résultat de la réduction se fait sur des radiographies antéropostérieures et latérales. Il faut noter que toute lecture d'humérus en croissance sur des radiographies peut être rendue difficile suivant le stade d'ossification, car le foyer d'ossification du condyle latéral apparaît par exemple entre un et 26 mois chez un garçon (5). Dans le plan frontal, l'angle de Baumann et l'angle huméro-ulnaire sont mesurés selon les illustrations des schémas 3 et 4.



**Schémas 3 et 4:** mesure de l'angle de Baumann et de l'angle huméro-ulnaire sur radiographie (5)

L'angle de Baumann est déterminé par l'angle formé entre l'axe de la diaphyse de l'humérus et une droite passant par la physe entre le condyle externe et l'humérus ossifié, la valeur moyenne de cet angle allant de 64 à 82 degrés (8). Selon plusieurs articles (8), une relation numérique empirique montre qu'une rotation de 10 degrés de la partie distale de l'humérus entraîne une variation de 6 degrés de l'angle de Baumann. C'est la raison pour laquelle il est considéré (par exemple selon une étude de Kocher et al (8)) qu'un changement de l'angle de Baumann inférieur à 6 degrés est considéré comme une bonne réduction ; de 7 à 12 degrés, la réduction est moyenne et au-delà, la réduction est considérée comme insatisfaisante. L'angle huméro-ulnaire est l'angle formé par l'axe de la diaphyse de l'humérus et l'axe de la diaphyse de l'ulna. Cet angle varie physiologiquement entre 5 et 15 degrés (5).

Dans le plan sagittal, et donc sur une radiographie latérale comme ci-dessous, la réduction peut être évaluée par une droite au niveau de la ligne corticale antérieure de l'humérus, qui doit intercepter le tiers moyen du centre d'ossification du condyle latéral pour une bonne réduction (5). Cela permet de vérifier si l'extrémité distale de l'humérus est déplacée, principalement en direction postérieure, sans qu'il n'y ait de lien quantifiable entre l'ampleur du déplacement dû à la fracture et la position de la droite.



**Schéma 5:** illustration de la droite soulignant la partie antérieure de la corticale de l'humérus et passant par le tiers moyen du condyle latéral ossifié (5)

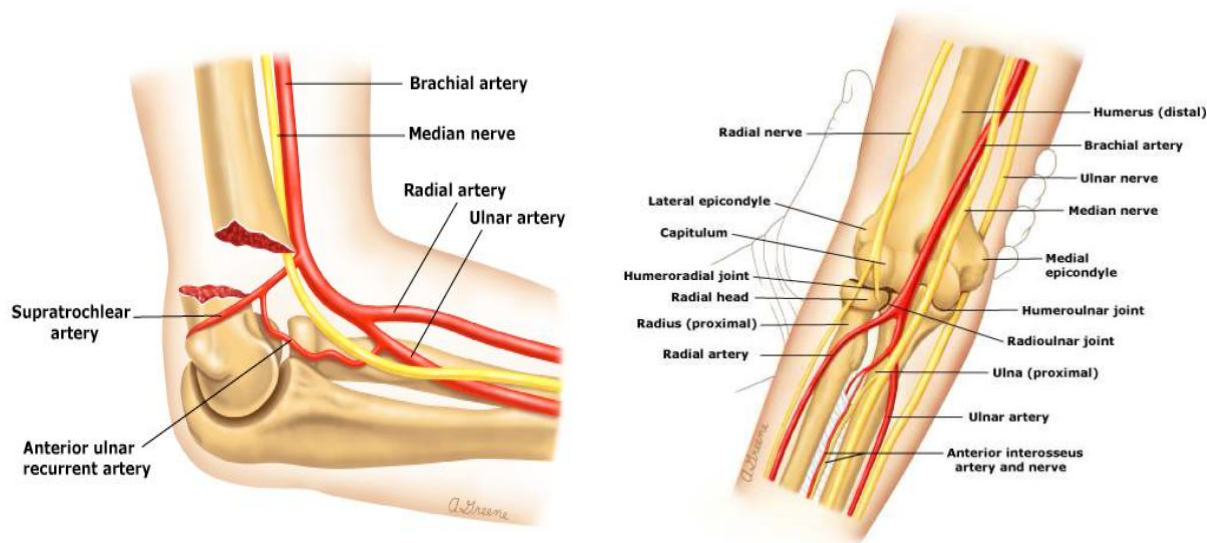
Les critères de Flynn (7) regroupent une évaluation radiologique de la réduction, la mesure de l'angle huméro-ulnaire - considéré ici comme un facteur esthétique - et un facteur fonctionnel, consistant en la perte d'amplitude de mouvements. L'association de ces deux critères fournit l'évaluation du résultat de la réduction selon le tableau ci-dessous, pour un résultat allant de faible à excellent.

Catégorie	Résultats	Facteur esthétique : variation de l'angle huméro- ulnaire (degré)	Facteur fonctionnel : perte d'amplitude de mouvement (degré)
satisfaisant	excellent	0 – 5	0 – 5
	bon	5 – 10	5 – 10
	acceptable	10 – 15	10 – 15
insatisfaisant	faible	>15	>15

**Tableau 1:** critères de Flynn pour l'évaluation esthétique et fonctionnelle des fractures supracondyliennes de l'humérus (7)



Outre les conséquences orthopédiques sur le long terme des fractures supracondyliennes et de leur réduction, ces dernières peuvent avoir des impacts majeurs à court terme en lésant les structures vasculaires et nerveuses adjacentes dans 11% des cas (2).



**Schémas 6 et 7:** avancement de la partie proximale de l'humérus fracturé et structures potentiellement lésées (4)

Le schéma 6 (4) montre le mécanisme d'une lésion par une atteinte directe de l'humérus perforant les tissus jusqu'à l'artère brachiale et au nerf médian. A droite (4), le schéma 7 illustre différentes structures qui sont potentiellement atteintes en fonction du sens du déplacement, qui peut se produire dans le plan sagittal (schéma 6) et aussi dans le plan frontal ; ainsi, lorsque la partie proximale de l'humérus est déplacée antérieurement et latéralement, il est plus probable que le nerf radial soit lésé par le fragment proximal ; dans ce cas, l'extrémité fracturée distale de l'humérus sera déplacée médialement. Le nerf ulnaire est rarement touché en cas de fracture sur un bras en extension complète. Il est surtout touché lorsque la fracture est due à un choc postérieur sur un coude fléchi ; dans ce cas, ce n'est pas l'extrémité proximale, mais l'extrémité distale de l'humérus qui est déplacée vers l'avant, car le choc sur la tête de l'ulna propulse la palette humérale antérieurement (4).

Les fractures supracondyliennes s'accompagnent dans 6 à 12 % des cas de lésions nerveuses (3) et sont rarement associées à des séquelles à long terme (4). Les atteintes sont majoritairement de type neuropraxie par compression, provoquant un déficit moteur temporaire. Néanmoins, au vu de la probabilité élevée d'atteintes nerveuses, il est nécessaire d'évaluer les fonctions motrices et sensitives, sachant que les structures potentiellement touchées à vérifier en priorité avant chirurgie, sont les structures nerveuses (2). Le nerf le plus fréquemment lésé est le nerf médian dans 54% des cas ; dans 30% des cas la lésion concerne la branche interosseuse antérieure du nerf médian, 25% le nerf ulnaire et 21% le nerf radial.

Les atteintes vasculaires ont une plus petite incidence, avec une artère brachiale lésée dans 0.4 à 11% des cas (9) avec une absence de pouls radial pour 3.7 à 7% des accidentés (3). Il est à noter que l'absence de pouls radial persiste dans 2% des cas après réduction (2) et qu'il existe plusieurs artères collatérales au niveau du coude, permettant de conserver un flux sanguin vers la main (4). Néanmoins, toute atteinte vasculaire détectée doit s'accompagner de la recherche d'atteintes nerveuses dans le même territoire, sachant que l'occurrence de ces dernières est plus élevée que les atteintes vasculaires. Même sans rupture complète d'une artère, on voit une augmentation du risque de thrombose lorsqu'une artère est suffisamment touchée pour endommager l'intima. Les fractures supracondyliennes s'accompagnent dans moins de 1% des cas d'un syndrome des loges, en majorité lorsqu'elles sont associées à une fracture de l'avant-bras (4).



## Revue de littérature

Nous passerons d'abord en revue des études biomécaniques réalisées sur des humérus synthétiques, que nous pourrons ensuite comparer avec nos résultats. Par ailleurs, nous évoquerons des études cliniques permettant d'aborder les différentes techniques d'embrochage et leurs résultats.

### Biomécanique

Il est évident qu'une fracture simulée en sciant un humérus en polyuréthane ne permet pas de reproduire la complexité de l'articulation d'un coude avec le système musculo-squelettique complet (10). Néanmoins, les études biomécaniques sur des humérus artificiels permettent de démontrer que les propriétés mécaniques et la stabilité d'une fracture réduite dépendent de la technique d'embrochage. Ces tests permettent de classer les différentes techniques d'embrochage selon les gains de stabilité apportés, et de transposer ensuite leurs résultats en pratique clinique. Notre étude porte sur les caractéristiques mécaniques mesurées en rotation, car la déformation la plus fréquente est un cubitus varus résultant d'une perte de réduction avec une rotation interne du fragment distal; diverses études ont également testé la traction et la flexion (1).

Les différents types d'embrochages pratiqués en clinique font varier l'orientation des broches (parallèle, divergente) leur nombre, leur site d'entrée (latéral, médial) ou leur diamètre. Pour la suite et dans un but de simplification, une configuration ayant une broche d'entrée médiale et au moins une broche d'entrée latérale sera appelée configuration croisée. Dans notre étude, nous testerons 2 ou 3 broches d'entrée latérale en parallèle et 2 broches d'entrée latérale verrouillées par le dispositif de pontage.

Au niveau de la variation de l'orientation des broches dans le plan frontal, l'étude de Hamdi A et al (1) - présentant un mode opératoire similaire à ce projet - détaille quatre configurations de 2 broches, toutes avec une entrée au niveau du condyle latéral. Cette étude fait varier l'angle entre les broches uniquement dans le plan frontal. L'efficacité maximale est atteinte pour les broches les plus divergentes, qui présentent le plus grand écart entre les broches au niveau du trait de fracture. Il s'agit de la seule configuration qui apporte une plus grande stabilité, les trois autres configurations, moins divergente ou parallèle, ayant la même résistance à la torsion. L'étude de Lee S et al (11) se focalise sur la résistance à la torsion interne, et montre de même une plus grande stabilité avec 2 broches latérales divergentes versus parallèles.

En fonction du nombre de broches, les résultats des études varient; la pose de 3 broches depuis le condyle latéral permet d'obtenir les mêmes propriétés mécaniques que 2 broches croisées (10) ou apporte un gain significatif pour la résistance à la rotation (12), (13). Au niveau clinique pour les configurations croisées, on note que certains opérateurs placent une troisième broche d'entrée latérale lorsque la réduction n'est pas parfaite et qu'il subsiste une rotation interne de la partie distale, cette broche supplémentaire ayant pour but de prévenir une perte de réduction et une augmentation de la rotation résiduelle (10).

Concernant la comparaison entre l'abord latéral et médial, les études présentant une configuration croisée - avec une broche d'entrée médiale - démontrent qu'une telle configuration présente la plus grande stabilité mécanique (13), (11). Une étude a trouvé une résistance plus faible avec 3 broches croisées qu'avec 3 broches d'entrée latérale, mais cette diminution de la stabilité a été expliquée par l'endommagement de la corticale et donc un affaiblissement de l'os synthétique par les broches (12).

En considérant uniquement les propriétés mécaniques liées aux broches, et en faisant varier le diamètre de 1.6 mm à 2 mm (10) ou 2.8 mm (12), leur rigidité se répercute sur la stabilité de la réduction en apportant un gain pouvant aller jusqu'à 30% pour la résistance à la torsion (12).

Toutefois, 2 broches de 2.8 mm avec une entrée latérale ne sont pas plus efficaces que 2 broches de 1.6 mm croisées (12). En prenant un tel choix comme exemple, il faudrait mettre dans la balance les conséquences iatrogènes de ces deux configurations; soit l'insertion de 2 broches d'un diamètre de 2.8 mm sachant qu'elles vont traverser le cartilage de croissance, soit 2 broches croisées de plus petit diamètre (1.6 mm), sachant que la broche d'entrée médiale provoque jusqu'à 6% d'atteinte du nerf ulnaire (7).

Pour conclure, l'élément principal à prendre en compte réside dans le fait que la résistance biomécanique de l'embrochage augmente lorsque le nombre ou la divergence entre les broches augmentent au niveau du trait de fracture. Un gain en stabilité peut aussi être attendu lorsque les broches sont croisées ou que leur diamètre augmente. Il faut noter qu'en pratique clinique, si la stabilité de la réduction après consolidation est l'objectif recherché en embrochant l'humérus, les différentes méthodes entraînent des conséquences iatrogènes différentes qui sont discutées ci-dessous.

## Clinique

Les fractures supracondyliennes entraînent fréquemment la pose de broches ; en effet une réduction fermée avec embrochage percutané est réalisée dans 85% (2) à 99% (3) des fractures supracondyliennes, une réduction ouverte avec fixation interne dans 12% des cas et une réduction fermée avec un traitement conservateur est réalisée pour 3% des patients (2). Sachant que seules les fractures non déplacées, de type I selon la classification de Gartland modifiée par Wilkins, sont traitées conservativement (4), ces nombres mettent en évidence que la quasi totalité des fractures sont déplacées et que leur traitement nécessite une intervention chirurgicale. Toute technique de stabilisation diminuant le nombre de broches insérées dispose donc d'un grand potentiel. Sachant que les fractures de type I sont très minoritaires et permettent un traitement conservateur, la majorité des études passent en revue et comparent les fractures supracondyliennes nécessitant une réduction ouverte ou une réduction fermée avec un embrochage percutané, soit les types II et III selon Gartland (4).

Ainsi certaines études (3), (14), (15), (16) montrent qu'en ne prenant en compte que ces deux derniers types de fractures, elles se répartissent de la façon suivante : le type II représente entre 6.9% et 39% des cas, le type III entre 60.8% et 93.1%. On constate ainsi à nouveau la fragilité de la palette humérale, pour laquelle les impacts sur un bras en extension aboutissent dans plus de 60% des cas à une fracture déplacée avec une corticale complètement rompue. Par conséquent, on trouve - dans moins de 40% des cas - des fractures de type II ayant une corticale postérieure intacte. Cette corticale postérieure intacte apporte un gain de stabilité dont il faut tenir compte pour l'embrochage, car une étude, datant de 2000 (15) et portant sur une technique d'insertion de broches croisées met en évidence 26% d'embrochage croisé pour les fractures de type II et 74% pour les fractures de type III. Or une configuration croisée des broches (17) est plus stable qu'un embrochage d'insertion latérale, d'où son utilisation plus fréquente pour les fractures plus instables de type III.

La technique d'embrochage utilisée à l'Hôpital de l'Enfance, soit la pose de 2 ou 3 broches avec une entrée latérale, peut être mise en regard de l'étude de Skaggs et al (18). Cette étude porte sur un embrochage avec une entrée latérale utilisant 2 ou 3 broches. Les fractures de type II ont été stabilisées par 2 broches dans 62% des cas et avec 3 dans 38% des cas. Ces pourcentages sont inversés pour le type III, stabilisé à 35% par 2 broches et à 65% avec 3. On retrouve ainsi un besoin accru de stabilité pour deux tiers des fractures déplacées de type III, sans toutefois pouvoir se passer d'une troisième broche pour un tiers de celles de type II.

Ces études cliniques montrent que les résultats des tests biomécaniques réalisés sur des humérus synthétiques peuvent être corrélés avec la pratique clinique. On observe que plus l'instabilité de la fracture augmente, plus le recours à des embrochages avec des caractéristiques biomécaniques élevées augmente (17), (18). Cela est démontré par l'utilisation majoritaire d'embrochages croisés

ou d'une troisième broche pour les fractures de types III qui sont plus instables à cause d'une corticale complètement rompue. Il est donc possible de transposer les gains mécaniques résultants des expériences sur des humérus artificiels avec les besoins de stabilité pour les embrochages réalisés en pratique clinique.

Néanmoins, il faut s'assurer ensuite que ces propriétés biomécaniques puissent être corrélées avec les résultats finaux du traitement. Nous allons préalablement décrire deux méthodes utilisées pour l'évaluation d'un résultat final clinique. La première (8), (18) consiste à évaluer la perte de réduction à partir de la pose des broches. La perte de la réduction doit être comprise comme une altération de la réduction après une opération et ne doit pas tenir compte d'une réduction n'ayant pas permis de retrouver l'anatomie physiologique avant la pose de plaques ou l'embrochage. L'angle de Baumann, l'angle huméro-ulnaire ou la droite soulignant la partie antérieure de la corticale de l'humérus et passant par le tiers moyen du condyle latéral ossifié peuvent être mesurés. La perte de réduction est quantifiée en comparant des radiographies périopératoires et après consolidation. La deuxième méthode, (3), (6), (7), (14) mesure le résultat final du bras soigné en le comparant avec le bras controlatéral et en utilisant les critères de Flynn ou l'angle de Baumann. Un critère de Flynn évalue l'amplitude des mouvements - sur un bras sain ou consolidé - ce qui ne pourrait être réalisé pendant l'opération, car cela se baserait sur une mesure d'amplitude de mouvements qui pourrait être faussée par un œdème réduisant la mobilité.

Avant de mesurer le résultat du traitement, nous allons décrire les méthodes opératoires en les divisant en trois groupes: les réductions ouvertes, les réductions fermées avec des broches d'entrée latérale uniquement ou avec un embrochage croisé.

Examinons en premier lieu la comparaison entre une réduction ouverte ou fermée ; il est important de noter qu'en ce qui concerne les réductions ouvertes, plusieurs indications vont entraîner leur réalisation sans qu'une réduction percutanée ne soit une alternative possible. Par conséquent, on prendra en considération le fait qu'une fraction des réductions ouvertes a été nécessaire au vu de la présence d'autres lésions que la fracture supracondylienne ou par l'échec de la réduction fermée (7). Par opposition, le choix entre un embrochage percutané d'entrée latérale ou de configuration croisée dépend de l'opérateur.

Si l'on compare une réduction fermée et une réduction ouverte, une revue systématique (7) montre qu'une réduction ouverte apporte soit la même stabilité, soit une stabilité légèrement plus élevée qu'un embrochage en ce qui concerne en particulier le cubitus varus. Par contre, les réductions ouvertes ont été reconnues - dans cette revue - comme pouvant augmenter la rigidité de l'articulation du coude. Une deuxième revue systématique (6) n'apporte aucun élément statistique décisif en faveur d'un mode opératoire ; le seul argument en faveur d'une réduction ouverte provient d'un meilleur taux d'excellents résultats, lorsqu'ils sont classés en quatre catégories.

De façon globale, cela signifie qu'il n'est pas possible de mettre en avant un traitement par rapport l'autre. La recommandation principale de ces deux revues systématiques est de réaliser une réduction ouverte si une réduction fermée ne permet pas de retrouver une anatomie physiologique acceptable. Ainsi, on considère la réduction fermée et un embrochage percutané comme le traitement de choix à préconiser pour les fractures supracondyliennes par rapport à une réduction ouverte, qui sera indiquée en cas d'échec de la réduction fermée, ou lorsque les lésions sont trop importantes et nécessitent une exploration vasculaire ou nerveuse. L'obligation de procéder à une réduction ouverte (en cas d'échec d'une réduction fermée) varie fortement car une revue systématique (6) trouve des pourcentages de recours à une réduction ouverte variant de 3% à 46% en fonction des taux d'échec d'une réduction fermée.

La deuxième comparaison importante à faire est d'analyser les résultats découlant de la pose de broches soit d'entrée latérale, soit de configuration croisée. Considérons tout d'abord deux études prospectives randomisées se basant uniquement sur des fractures supracondyliennes Gartland type III, qui sont les plus instables.

La première étude, de Kocher et al (17), englobe 52 patients. Aucune différence statistique n'a été mise en évidence pour différencier les deux types de configuration, et ce tant au niveau radiologique que fonctionnel ou iatrogène. Concernant le choix d'une configuration, une pierre d'achoppement est constituée par le pourcentage de faible perte de réduction, défini pour cette étude comme une variation de l'angle de Baumann entre 6° et 12°. En cas d'entrée latérale, la proportion se monte à 21%, alors qu'elle n'est que de 4% en configuration croisée. Néanmoins ces résultats, évoqués dans la revue systématique de Mulpuri et al (7), n'apportent pas d'avantage statistique significatif et aucune de ces pertes de réduction n'a dû être réopérée. En analysant les pertes de réduction et les résultats de cette étude, nous pouvons aussi observer que les angles de Baumann et la variation de ces derniers après consolidation sont les suivants pour l'entrée latérale : l'angle de Baumann est de 73.7° +/- 8.4° avec une variation de 5.8° +/- 3.5° ; pour la configuration croisée, il est de 75.8° +/- 7.3° avec une variation de 5.4° +/- 3.1°. Ainsi, la différence entre les deux méthodes est minime au niveau de la variation de l'angle de Baumann comparant les radiographies intraopératoires et à trois mois.

La deuxième étude, de Gaston et al (8), inclut 104 patients et se base sur des mesures de radiographies démontrant une perte de réduction. A nouveau, aucune différence statistique ne permet pas de promouvoir une configuration et le seul critère pouvant être avancé est l'absence d'atteinte iatrogène avec des entrées latérales (0 cas sur 57) par rapport à 2 atteintes sur 47 avec une configuration croisée, les deux atteintes ulnaires se résolvant spontanément. Dans ces deux cas, le nerf n'était pas directement lésé par la broche, cette dernière était juste en contact avec le nerf et le comprimait. A noter également que dans un des deux cas, le nerf était comprimé lorsque le bras était positionné à 90° pour l'immobilisation plâtrée.

Au niveau clinique et pour l'anecdote, cette étude mesure 11.5% d'atteintes du nerf interosseux antérieur avant la réduction. En lien avec notre étude, il faut remarquer qu'une troisième broche a été implantée pour permettre une stabilisation adéquate : en entrée latérale, 5 cas sur 57 et en configuration croisée, 8 sur 47. Ainsi, dans le cadre de cette étude, on observe que la pose de broches d'entrée latérale ne nécessite pas une troisième broche plus fréquemment que la configuration croisée pour assurer la stabilité de la réduction.

Au sujet de ces deux études, les chirurgiens de l'étude de Kocher étaient entraînés pour les deux types de procédures et le type de configuration était choisi de façon aléatoire. Lors de la pose de la broche médiale, les chirurgiens réalisaient une incision au niveau du condyle médial afin de visualiser le nerf ulnaire. Pour l'étude de Gaston, les chirurgiens utilisaient la technique avec laquelle ils étaient le plus à l'aise.

Comparons maintenant ces deux études avec deux revues systématiques incluant des fractures Gartland type II et III. La première revue (de Brauer et al (19)), réalisée en 2007, démontre une stabilité accrue avec une configuration croisée, tout en pointant du doigt le fait que les études retenues sont sujettes à caution, car la plupart sont des études rétrospectives se basant sur des méthodes différentes, ne permettant pas - par exemple - de connaître le nombre total de broches posées ou les reprises chirurgicales nécessaires.

En ce qui concerne les risques iatrogènes, cette revue met en évidence une occurrence statistiquement significative avec 84% de lésions nerveuses en plus pour les configurations croisées. Si l'on ne prend en compte que les lésions du nerf ulnaire, l'entrée latérale est liée à 0.7% des atteintes du nerf ulnaire, contre 3.4% pour une configuration croisée. Concernant ce risque iatrogène et sur les 1909 patients inclus dans la revue, un seul cas n'était pas spontanément résolu à la fin de l'étude. Au final, la conclusion de cette revue systématique est que le choix de l'entrée des broches doit revenir au chirurgien, qui utilisera la méthode avec laquelle il est le plus à l'aise.

Sur le plan clinique, il est à noter que dans cette revue, 2% des broches d'entrée latérale ont abouti à une atteinte nerveuse. L'étude de ces cas a montré que les broches dépassaient



excessivement la corticale médiale ou ressortaient sur la face antérieure de l'humérus en atteignant les nerfs médian ou ulnaire.

La deuxième revue systématique (de Mulpuri et Wilkins (7)), datant de 2012, recommande faiblement de poser 2 broches d'entrée latérale et d'en placer une troisième - toujours depuis le condyle latéral si cela se révèle nécessaire - ce qui correspond à l'approche utilisée à l'Hôpital de l'Enfance. Ce résultat s'appuie sur une méta-analyse qui ne permet pas de distinguer statistiquement une configuration d'embrochage en regard de l'angle de Baumann ou des critères de Flynn. Ainsi, le caractère potentiellement iatrogène d'une broche d'entrée médiale, qui est ici statistiquement significatif avec 6% d'atteintes contre 0.53% en entrée latérale, parle également en faveur de l'insertion de 2 ou 3 broches parallèles d'entrée latérale. Cette configuration à 3 broches, utilisée pour les fractures instables avec seulement 2 broches, a été étudiée par Lee et al (14) dont l'objectif était d'observer la stabilité de réduction avec 3 broches d'entrée latérale. Bien qu'un embrochage divergent ait été tenté pour chaque réduction, afin d'obtenir une stabilité accrue, un tiers des fractures ont été stabilisées par des broches parallèles. Néanmoins, leurs résultats n'ont montré aucune différence, tant clinique qu'anatomique en fonction de l'orientation des broches, ce qui confirme l'entrée latérale à 3 broches parallèles comme étant tout à fait appropriée pour stabiliser ces fractures.

Sur le plan clinique (sans tenir compte des défauts de réduction avant embrochage car ils ne sont pas liés à ce dernier) nous pouvons observer que les pertes de réduction décrites dans plusieurs études ont comme origine des erreurs techniques. Ainsi l'article de Sankar et al (20) comprend 8 cas de perte de réduction, dont l'analyse démontre trois origines. Tout d'abord, les broches ne traversent pas les deux fragments de l'humérus. Ensuite, les broches ne sont pas insérées dans la corticale médiale (ce qui arrive par exemple lorsque les broches, qui sont relativement souples, s'engagent dans le canal médullaire en étant trop parallèles à l'axe de la diaphyse). Et enfin, les broches ne sont pas suffisamment séparées (>2mm au moins) au niveau du trait de fracture. Lorsque les broches ne sont pas assez séparées, elles se comportent comme une seule broche (14), ce qui permet au fragment distal d'effectuer une rotation plus facilement, les 2 broches agissant comme un axe de rotation. Parmi ces 8 cas, 7 ont eu une guérison idéale, tant sur le plan anatomique que sur le plan de l'amplitude des mouvements, et un cas a débouché sur un cubitus varus.

Skaggs et al (18) publient des résultats identiques dans une étude qui est intéressante pour nous, car elle porte sur des broches d'entrée latérale uniquement. Il y met également en évidence que toutes les pertes de réduction sont dues à des erreurs techniques en évoquant les mêmes raisons, ainsi que l'utilisation de broches d'un diamètre inadéquat.

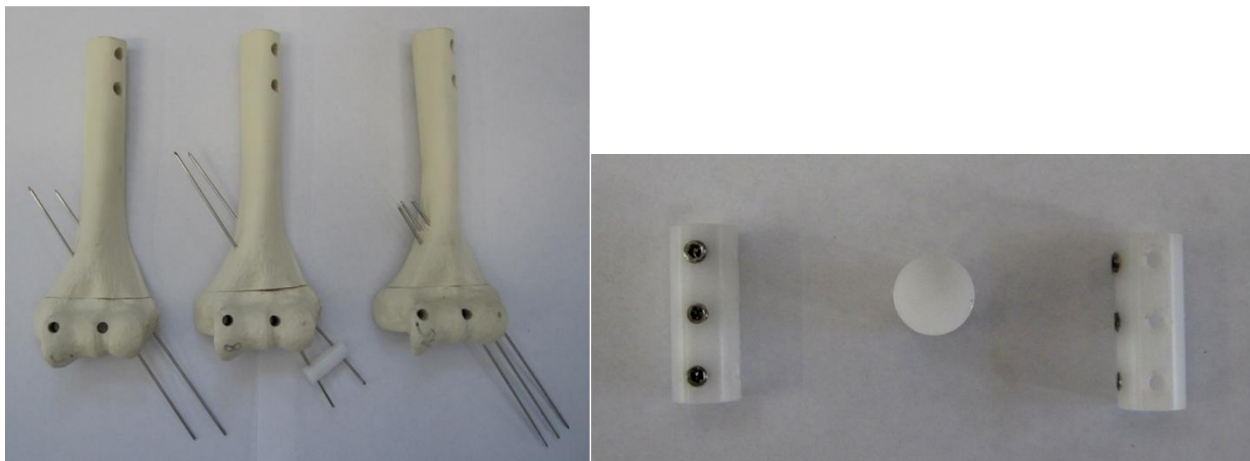
Ces deux études (avec 7 cas sur 8 pour une, la totalité des cas pour l'autre) mettent en évidence que les pertes de réduction se sont produites dans une configuration à seulement 2 broches d'entrée latérale et qu'une seule perte de réduction a été observée lorsque 3 broches d'entrée latérale ont été placées, une erreur technique étant à l'origine de cette perte de réduction. Par conséquent, aucune étude prospective ou revue systématique ne promeut clairement une technique et le consensus est de laisser le chirurgien opérer selon la technique qu'il maîtrise le mieux (19). On peut aussi ajouter que les résultats finaux sont bons pour toutes les techniques d'embrochage utilisées. Cela laisse supposer que les critères déterminant le choix clinique de la technique sont adéquats et que les différentes propriétés mécaniques mesurées expérimentalement sur des humérus synthétiques peuvent être corrélées avec les besoins en stabilisation des fractures supracondyliennes.

## Méthodologie - réalisation des tests

L'utilisation d'humérus artificiels a pour but d'obtenir une comparaison de la résistance à la torsion pour trois types d'embrochage : 2 broches parallèles, 3 broches parallèles et 2 broches parallèles

pontées par un dispositif de fixation externe. En comparant ces trois configurations différentes, l'objectif est de vérifier si le dispositif de pontage externe permet d'augmenter la stabilité d'une réduction avec 2 broches parallèles, de façon à obtenir une stabilité équivalente à 3 broches parallèles. Dans ce cas, il serait possible de se passer d'une troisième broche et de diminuer le nombre de gestes invasifs.

Pour déterminer nos caractéristiques mécaniques, nous allons mesurer sur chaque échantillon les rigidités en torsion externe et interne et les couples maximaux nécessaires pour effectuer une rotation externe et interne de 10 degrés.



**Photographies 3 et 4:** les 3 types d'embrochage et le dispositif de pontage externe

La photographie de gauche montre les trois types d'échantillons testés ; au milieu se trouve le montage des 2 broches pontées par le dispositif de fixation externe. La photographie 4 montre le dispositif de pontage qui se glisse sur les broches, ces dernières étant ensuite verrouillées par des petites vis.

Ces photographies montrent la partie distale des humérus synthétiques qui ont été choisis pour cette étude. Outre la facilité de se procurer des humérus synthétiques - par opposition à des humérus cadavériques - ils possèdent plusieurs avantages. Les humérus synthétiques présentent l'avantage morphologique de conserver la même structure et les mêmes dimensions, ce qui se traduit par une homogénéité des propriétés mécaniques sur toute la série d'échantillons testés. De même, en utilisant des gabarits et des guides pour l'embrochage, la variation du positionnement des broches est réduite. L'objectif étant de mesurer les propriétés mécaniques de l'embrochage et du dispositif de pontage, les essais de torsion reflètent ainsi les différentes configurations d'embrochage en s'affranchissant des variations anatomiques.

Par rapport à la pratique clinique, le critère de l'instabilité de la fracture est déterminant pour le choix de la pose de 2 ou 3 broches (10). Dans le cas de nos essais, la fracture est toujours identique et simulée par le sciage de la palette humérale à 3.3 cm de l'extrémité distale, perpendiculairement à l'axe de la diaphyse de l'humérus. Cela crée un trait de fracture net, que l'on pourrait assimiler à une fracture de type Gartland III, et qui permet de démontrer l'apport - en termes de propriétés mécaniques - de nos trois configurations pour un type unique de fracture.

Au niveau des désavantages, le matériau constituant les humérus synthétiques est du polyuréthane avec une structure (cf photographies 1 et 2) reproduisant l'os cortical (compact) et trabéculaire (en mousse). Ils ne reproduisent donc pas la structure osseuse réelle d'un humérus d'enfant, avec le cartilage de croissance (12) et une palette humérale pouvant contenir des centres d'ossification à différents stades selon l'âge. Parmi les facteurs liés à la simulation d'une fracture, le sciage ne reproduit pas les indentations d'une fracture réelle (8), car il crée deux surfaces

planes. D'un autre côté, cela supprime une stabilisation qui serait due aux indentations et cela permet d'attribuer la résistance mécanique uniquement à la configuration testée.

Une autre approximation concerne la taille adulte des humérus qui sont embrochés avec des broches utilisées en pédiatrie, ayant un diamètre de 1.6 mm. Par conséquent, il faut tenir compte du fait qu'en réalité, les enfants ont en moyenne entre 5 et 10 ans et que leur croissance osseuse n'est pas terminée. Leurs humérus sont donc de plus petite taille. La conséquence est qu'en pratique clinique, il sera plus difficile d'espacer les broches (14) dans le plan frontal pour augmenter la stabilité et elles seront souvent placées de façon moins divergente que dans les études biomécaniques réalisées sur des humérus artificiels de taille adulte, comme on peut le voir sur la radiographie 1.

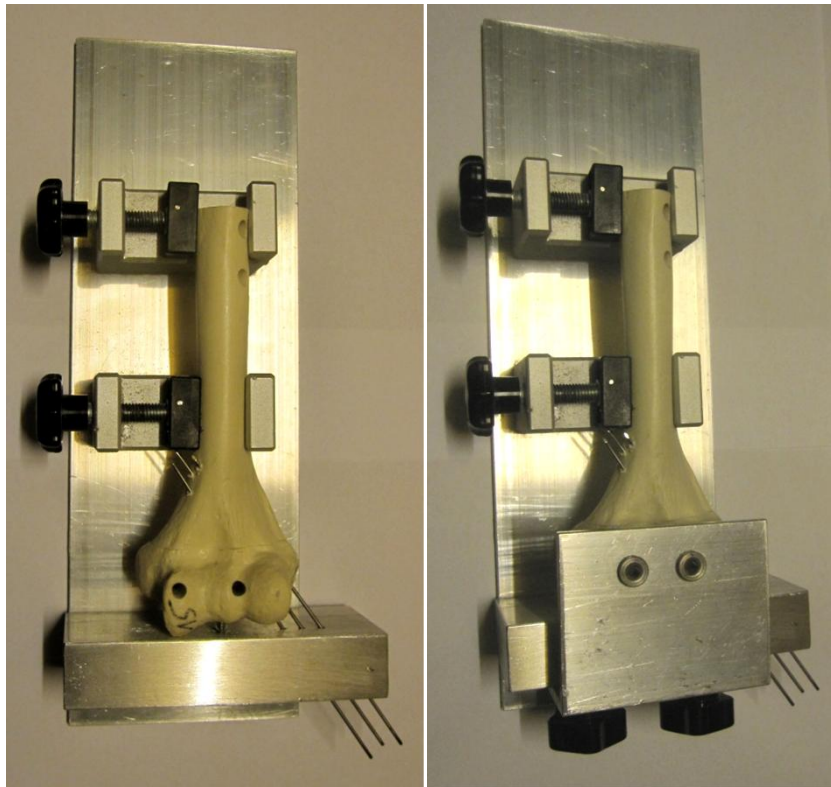


**Radiographie 1:** Radiographie montrant l'encombrement résultant de l'insertion de 3 broches (14)

Ces humérus artificiels vont ainsi nous permettre de tester les propriétés mécaniques des trois types d'embrochage en s'affranchissant de variations anatomiques. En ce qui concerne la réalisation des embrochages, pour limiter les variations de mesure liées à la préparation des échantillons et minimiser les variations dues à l'insertion et au positionnement des broches, nous avons fait réaliser des gabarits et des guides de perçage.

Les photographies 5 et 6 illustrent les gabarits et les guides de perçage permettant de fixer les humérus et de procéder à l'embrochage.



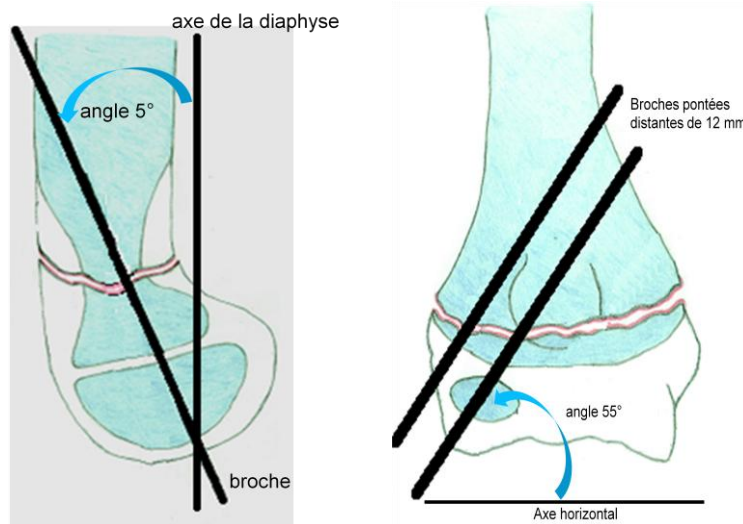


**Photographies 5 et 6:** gabarit de fixation pour les guides de perçage

Pour les tests permettant de procéder aux comparaisons des propriétés mécaniques de ces trois embrochages, nous allons utiliser une méthode similaire aux essais biomécaniques déjà réalisés lors d'études précédentes (1), (10), (11), (12), (13) et comportant différents tests en flexion, traction et rotation. Pour cette étude, nous allons procéder uniquement à des tests de torsion, étant donné que la déformation la plus fréquente après une fracture supracondylienne est un cubitus varus, conséquence d'une consolidation en rotation interne du fragment distal. Afin de permettre la comparaison de nos résultats avec les études précitées (1), (10), (11), nous allons tester nos échantillons en utilisant les mêmes paramètres, soit en réalisant 10 cycles de torsion, avec une variation de l'angle de  $\pm 10^\circ$  et une vitesse de rotation de  $0.5^\circ/\text{s}$ . En ce qui concerne les deux autres études (12), (13), leurs paramètres de test en torsion sont légèrement différents, soit 10 cycles en faisant varier l'angle entre  $0^\circ$  et  $20^\circ$  à une vitesse angulaire de  $0.5^\circ/\text{s}$  ou une torsion interne de la partie distale de  $0^\circ$  à  $45^\circ$  à une vitesse angulaire de  $3^\circ/\text{s}$ .

## Préparation des échantillons

1. Humérus gauches adultes de l'entreprise Sawbones, modèle N°1028
  - a. Sciage des humérus à 16.5 cm de l'extrémité distale
  - b. Perçage des quatre trous pour la fixation aux extrémités distales et proximales
  - c. Sciage du trait de fracture de l'humérus perpendiculairement à son axe à 3.3 cm de l'extrémité distale
  - d. Pose des broches de Kirschner (acier 316L, diamètre 1.6 mm, longueur 15 cm) en parallèle depuis le condyle latéral en utilisant le gabarit avec les guides (axe des broches avec un angle de  $55^\circ$  par rapport à l'horizontale dans le plan frontal et un angle de  $5^\circ$  par rapport à l'axe de la diaphyse dans un plan sagittal)
  - e. Pontage au hasard de 5 échantillons sur 10 à 2 broches



**Schéma 8 et 9** : illustration d'embrochage selon le schéma modifié de Skaggs et al (18); à gauche vue latérale, à droite vue postéro-antérieure

2. Tests de torsion
  - a. Vissage des fixations mécaniques
  - b. Tests de torsion : 10 cycles, +/- 10 degrés, 0.5 degré/s
  - c. Machine de torsion : MTS 809 axial / torsional Test System
3. Extraction des résultats et exportation dans des fichiers Excel

## Analyse des échantillons

Selon l'analyse de la littérature, la majeure partie des pertes de réductions sont dues à un embrochage ne reliant pas correctement les deux fragments. Le guide de perçage permet de s'assurer que le point d'entrée dans le condyle latéral est le même pour tous les essais et ces tests ne lésant aucune structure, nous pouvons faire ressortir médialement les broches. Cela assure une fixation dans deux corticales.

Un point à noter lors de l'embrochage est que les humérus ont une structure similaire à celle d'un os adulte, avec une corticale et une zone médullaire spongieuse. On note des variations dans l'insertion des broches qui se traduisent par des points de sortie médiaux pouvant varier, ce qui change les points d'appui dans la corticale médiale et pourrait entraîner une dispersion des résultats. Lors des essais d'embrochage, la plus petite dispersion des points de sortie a été obtenue en utilisant une vitesse de rotation élevée et une progression lente dans les humérus.

La direction de l'insertion des broches est dictée par la forme de la palette humérale. Cette géométrie est mise en évidence avec les deux photos suivantes, montrant les broches dans la palette et l'orientation nécessaire pour que les broches ne traversent ni la fosse olécrânienne, ni la fosse coronoïde. De plus, on observe que les broches passent tangentiellement à la corticale, ce qui peut expliquer les variations des points de sortie de ces dernières – leur élasticité leur permettant de dévier.



**Photographies 7 et 8:** sections de coupe des humérus avec visualisation des broches, partie distale à gauche, proximale à droite, la grande courbure correspondant à la fosse olécrânienne

Les guides pour les poses des broches étaient espacés de 6 mm, à la différence des dispositifs de pontage sur lesquels la distance entre les broches était de 8 mm. Les dispositifs ont été placés à 15 mm du condyle latéral, distance mesurée sur la broche la plus latérale pour que leur emplacement soit le même sur tous les échantillons.

## Analyse des résultats

Deux séries de tests ont été effectuées sur les échantillons. Selon la procédure de mise en œuvre des tests, l'échantillon muni des fixations était d'abord introduit et serré dans le mors inférieur. Puis le mors supérieur était abaissé jusqu'à ce que la fixation supérieure puisse être serrée. Lors de la première série, il a été constaté que lors de la fermeture du mors supérieur, il se produisait un réalignement minime au niveau des fixations et de l'échantillon ; cela provoquait la mise sous tension de l'échantillon et une contrainte mécanique sur les surfaces simulant la fracture.

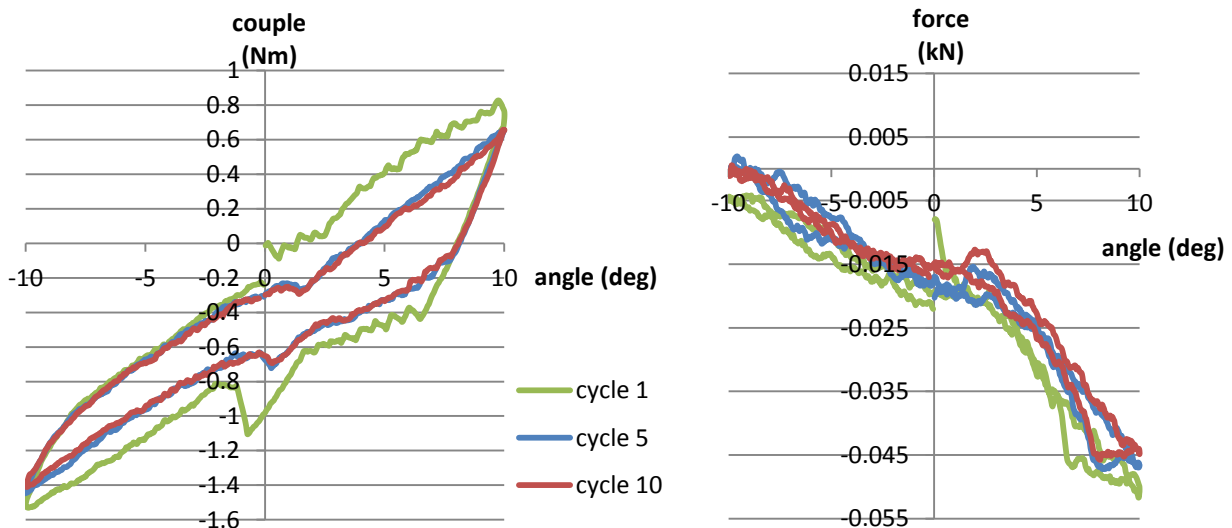


**Photographie 9:** échantillon avant l'abaissement du mors supérieur, le mors inférieur étant déjà verrouillé.

Avant chaque test, la force verticale était remise à 0, ce qui permettait de mesurer la force verticale et sa variation pendant les cycles. Le graphique 2 illustre la variation de la force verticale, allant d'une traction de 2.5 (N) à une compression de 50 (N). L'explication réside probablement dans le fait que les sections de sciage présentent une surface imparfaitement lisse et ne sont pas exactement perpendiculaires à l'axe vertical lorsque l'échantillon est verrouillé dans la machine de traction. Ainsi, lors des cycles de torsion dont l'axe n'est pas parfaitement perpendiculaire, il en résulte que les surfaces exercent des frottements l'une sur l'autre.

Mécaniquement, les forces de frottements dépendent de la force verticale s'exerçant sur une surface et s'opposent aux mouvements, donc à la rotation. Il en résulte que le couple de torsion est perturbé par ceux-ci et qu'il mesure non seulement la résistance à la torsion transmise par les broches, mais aussi les frottements. Les couples mesurés sont ainsi plus grands que les couples dus aux seules broches.

Les graphiques suivants démontrent cette augmentation, où l'on observe que les variations de la force verticale mesurée sont plus grandes lorsque les surfaces sont en contact. De plus, les cycles de mesure du couple montrent des pics pour les mêmes angles de torsion, suggérant des zones de frottements augmentés pour certains angles lors des rotations.

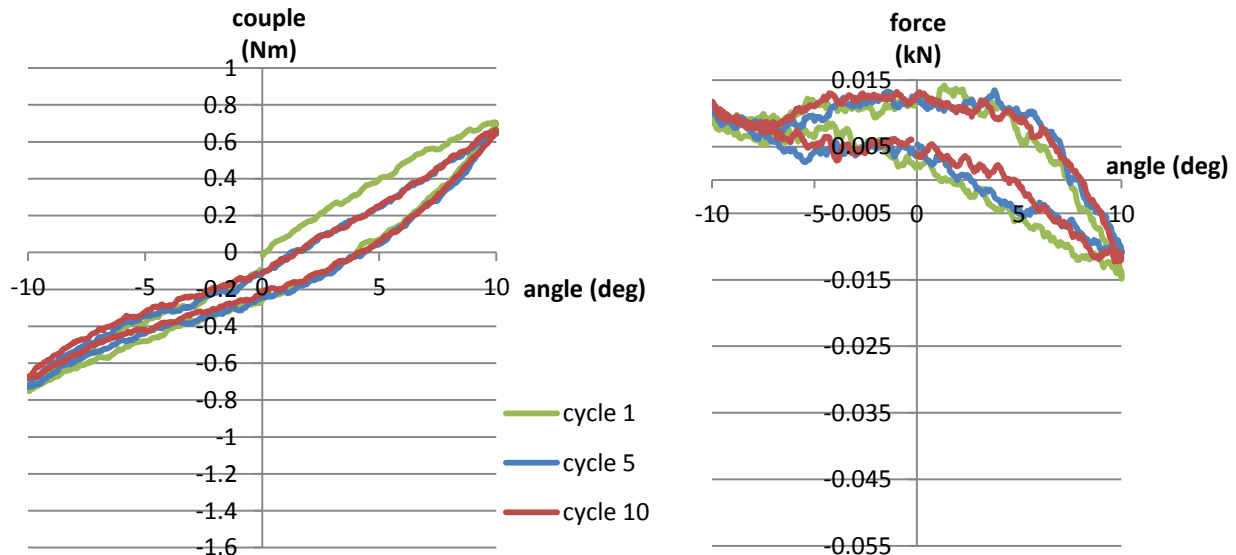


**Graphiques 1 et 2:** à gauche, variation du couple pour les cycles 1, 5 et 10 pour un échantillon dont les deux surfaces sont en contact avec frottements ; à droite, variation de la force verticale mesurée pendant ces cycles

Par conséquent, la décision a été prise de tester une deuxième fois tous les échantillons en supprimant les contacts entre les deux surfaces de la fracture. Ainsi, les seuls éléments pouvant transmettre le couple de torsion et les forces de traction - compression étaient les broches.

L'observation à l'œil nu des échantillons a permis d'observer qu'ils ne présentaient pas de déformation résiduelle et qu'ils n'avaient donc pas subi de déformations plastiques ou de fissurations pour les torsions allant jusqu'à +/- 10 degrés. De même, aucune déformation des humérus au niveau des points d'entrée ou de sortie des broches n'a été observée. On retrouve dans les articles (1), (11), (13) la même absence de déformation plastique et l'apparition de fractures et de déformations plastiques lorsque la torsion dépasse un angle de 25 degrés (13), ce qui n'a pas été le cas ici. On considère donc que les échantillons restent macroscopiquement dans le domaine élastique lors des essais et qu'ils n'ont pas été endommagés, ce qui permet leur utilisation pour une deuxième série de tests.

Les tests des mêmes échantillons montrent dans un deuxième temps une variation de la force verticale d'amplitude inférieure, entre une compression maximale de 15 (N) et une traction maximale de 15 (N) - graphique 4 - (à nouveau due à un alignement non idéal, mais ne pouvant être transmis uniquement via les broches). Sur le graphique 3, on peut observer le couple dû aux broches qui varient lors du premier cycle pour atteindre une courbe d'équilibre avec une forte similarité entre le 5<sup>ème</sup> et le 10<sup>ème</sup> cycle.



**Graphiques 3 et 4 :** à gauche, variation du couple pour les cycles 1, 5 et 10 pour un échantillon dont les deux surfaces ne sont pas en contact; à droite, variation de la force verticale mesurée pendant ces cycles

## Discussion des résultats

Les couples maximaux obtenus dépendent des points d'insertion et de la trajectoire des broches ; par conséquent, les résultats peuvent différer des autres études qui ont les mêmes configurations. Néanmoins, ils peuvent être corrélés en fonction des configurations pour permettre de déterminer un gain en stabilité, soit ce que l'on pourrait attendre (dans l'ordre croissant de résistance) : 2 broches parallèles, 2 broches en parallèles pontées avec une résistance attendue équivalente à 3 broches en parallèle.

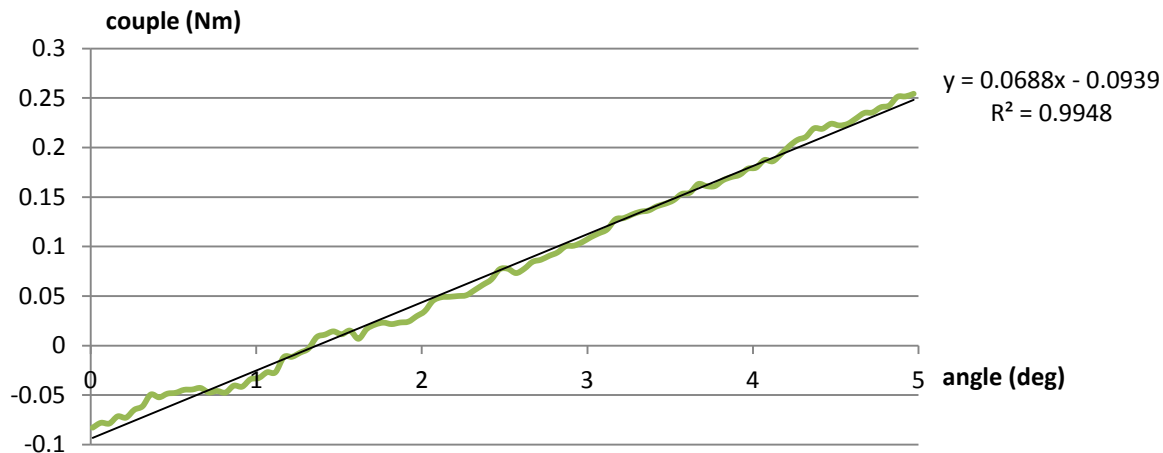
Le dernier des 10 cycles a été choisi pour évaluer la rigidité en torsion et le couple maximal à +/- 10 degrés de torsion, car le graphique 3 montre que les propriétés mécaniques sont bien conservées sur les 9 derniers cycles - à l'instar de l'étude (10) qui a effectué les mesures sur les deux derniers cycles.

Le graphique 3 permet de mettre en évidence la formation d'une hystérèse pour chaque cycle. Les hystérèses proviennent de la dissipation d'énergie apportée par la machine de torsion dans les échantillons. Cette dissipation peut se produire par échauffement dans les échantillons ou lorsque deux surfaces sont en contact et se déplacent. Dans notre cas, les broches insérées dans les humérus ne sont pas verrouillées sur les humérus et par conséquent on peut s'attendre à ce qu'elles bougent, créant des frottements et dissipant de l'énergie. Il en va de même pour les fixations métalliques reliant les humérus à la machine de torsion qui transmettent le couple aux humérus via des vis.

Afin de déterminer la rigidité en torsion externe et interne, les couples entre 0 et 5 degrés pour la rotation externe et entre 0 et -5 degrés pour la rotation interne ont été choisis. Pour ces plages

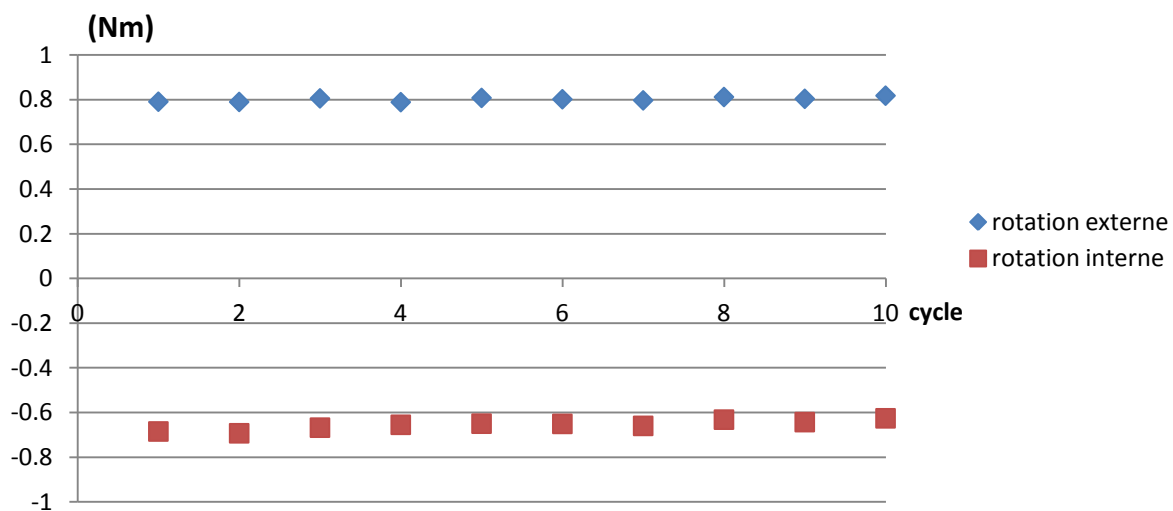


d'angle, nous pouvons effectuer une régression linéaire dont la pente nous fournit la rigidité. Les coefficients de corrélation en rigidité externe de tous les essais montrent que les régressions linéaires sont statistiquement significatives, avec un coefficient de régression linéaire entre 98.8% et une valeur maximale à 99.5%. Pour la rotation interne, la régression linéaire est légèrement moins bonne, étant donné que la régression linéaire va de 97% pour la mesure la moins satisfaisante à 98.5% pour la meilleure. Le graphique 5 illustre une régression linéaire calculée pour déterminer la rigidité en torsion externe de 0 à 5 degrés pour un des échantillons à 2 broches.

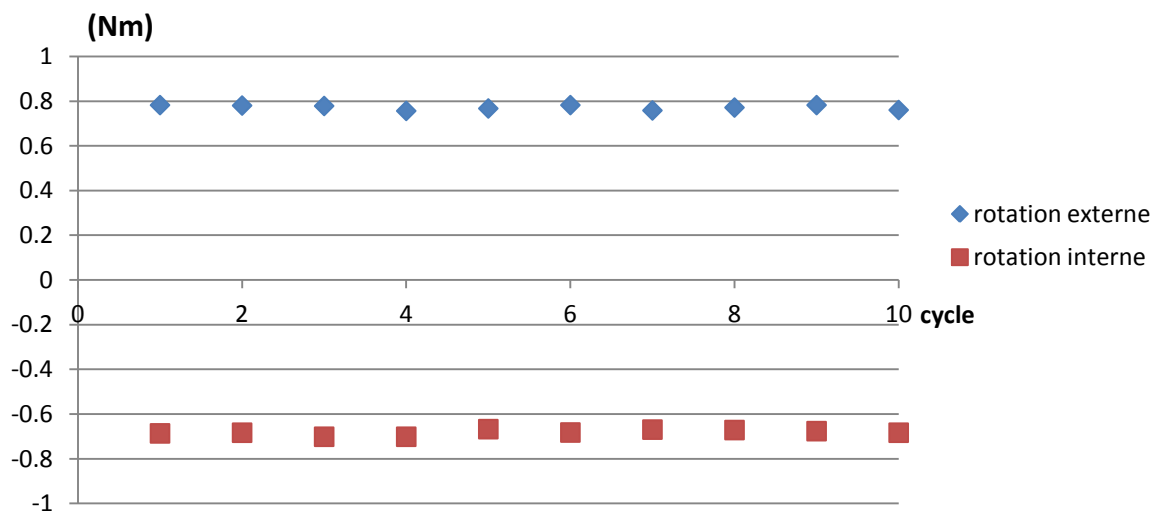


**Graphique 5:** exemple de régression linéaire pour mesurer la rigidité en torsion externe de 0 à 5 degrés pour un échantillon avec 2 broches

Les trois graphiques suivants illustrent la variation des couples maximaux en torsion externe et interne durant les 10 cycles d'essai pour les trois types d'embrochage. Pour chacun, on observe que le couple maximal, qui est mesuré à +/-10 degrés de rotation, reste quasiment constant.

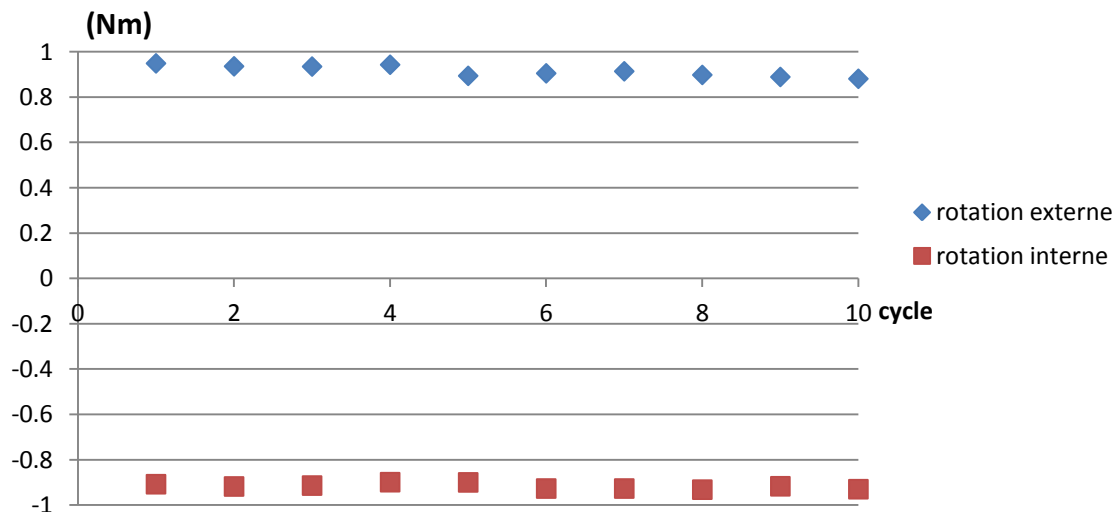


**Graphique 6:** variation du couple maximal en rotation interne (-10 degrés) et externe (+10 degrés) d'un échantillon à 2 broches pour les 10 cycles



**Graphique 7:** variation du couple maximal en rotation interne (-10 degrés) et externe (+10 degrés) d'un échantillon à 2 broches pontées pour les 10 cycles

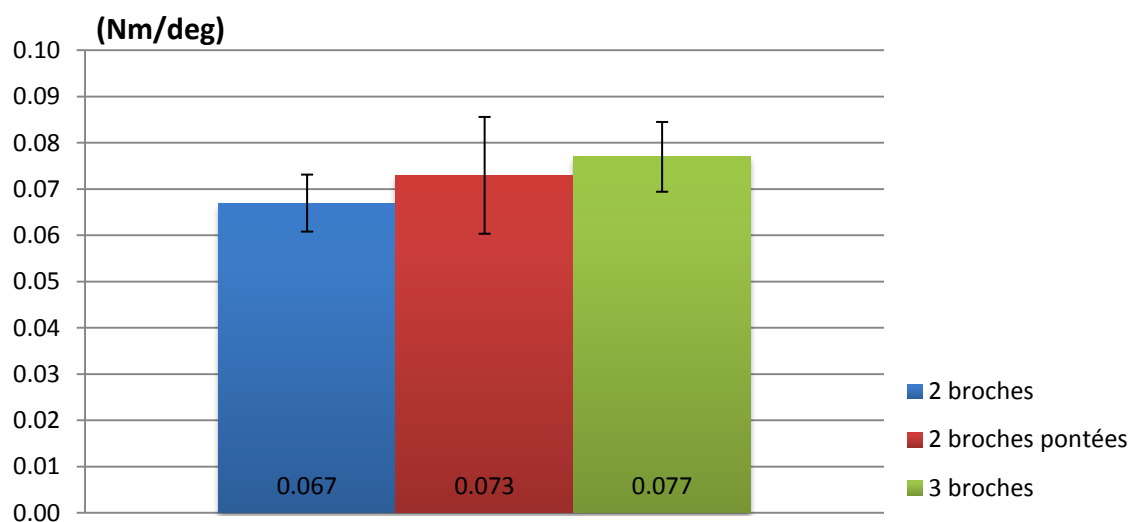
Ces deux premiers graphiques illustrent le fait que les couples maximaux sont similaires pour les échantillons à 2 broches, pontées ou non. La comparaison avec le graphique suivant démontre que les 3 broches maintiennent aussi un couple avec une variation très faible pendant les 10 cycles, tout en ayant des propriétés mécaniques supérieures.



**Graphique 8:** variation du couple maximal en rotation interne (-10 degrés) et externe (+10 degrés) d'un échantillon à 3 broches pour les 10 cycles

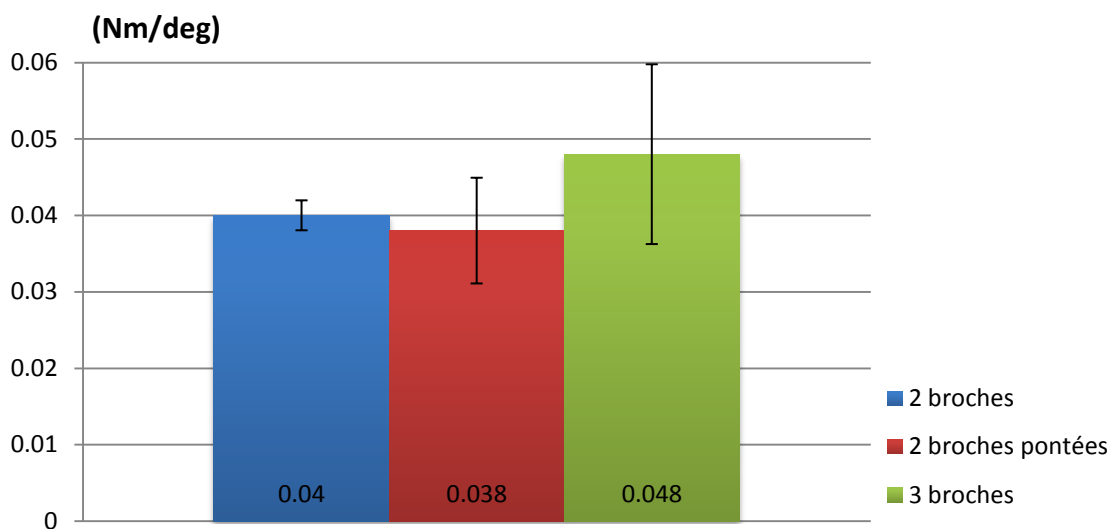
Nous allons maintenant discuter chacune des quatre propriétés mécaniques mesurées. Pour la rigidité en torsion externe, nous pouvons observer que les échantillons avec 2 broches ont une rigidité de 0.067 (Nm/deg) pour un écart-type relatif de 9.2%, alors que les 2 broches pontées ont une rigidité de 0.073 (Nm/deg) et un écart-type relatif de 17.3%. Cette différence est faible, surtout si l'on tient compte des écart-types et le dispositif de pontage ne peut être considéré comme apportant un gain mécanique. Le montage à 3 broches fournit une rigidité en torsion externe de 0.077 (Nm/deg) pour un écart-type relatif de 9.8%. En calculant les variations relatives de propriétés mécaniques pour les trois types de montage, les 3 broches apportent - par rapport à 2 broches et 2 broches pontées - une augmentation respective de 15.0% et 6.8% de la rigidité en torsion externe.





**Graphique 9:** rigidité en rotation externe pour les trois embrochages

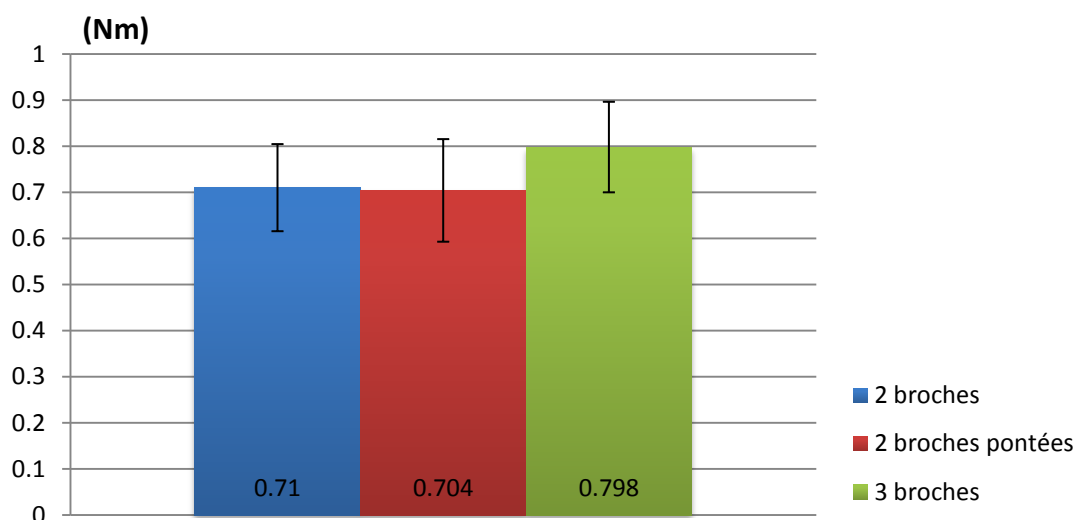
Pour la torsion interne, 2 broches apportent une rigidité de 0.04 (Nm/deg) et un écart-type relatif de 4.9% ; pour les 2 broches pontées, la rigidité est de 0.038 (Nm/deg) et l'écart-type relatif de 18.2%. Pour les 3 broches, la rigidité en torsion interne monte à 0.048 (Nm/deg) avec un écart-type relatif de 24.5%. Le graphique 10 permet de visualiser qu'en ce qui concerne la rigidité en torsion interne, les échantillons à 3 broches augmentent respectivement de 21.2% et 25.3% les propriétés mécaniques par rapport à 2 broches ou 2 broches pontées.



**Graphique 10:** rigidité en rotation interne pour les trois embrochages

On observe que les rigidités en torsion interne sont systématiquement inférieures aux rigidités en torsion externe, ce qui peut être expliqué par la morphologie de la palette humérale très complexe, sans symétrie au niveau de l'axe de la rotation correspondant à l'axe de la diaphyse. En observant les photographies 7 et 8, on remarque que les broches traversent des zones spongieuses (en rose sur les photographies) et sont accolées à la corticale en certains points seulement. Sur le fragment distal (photographie 7), on note que la broche de gauche appuie sur la corticale en rotation externe et sur la zone médullaire en mousse en rotation interne, d'où une plus grande rigidité en rotation externe qu'en rigidité interne pour cette broche et concernant ce point d'appui. En prenant en compte toutes les broches et leurs points d'appui, il est donc normal que l'absence de symétrie morphologique se traduise par des rigidités en torsion différentes selon le sens de rotation.

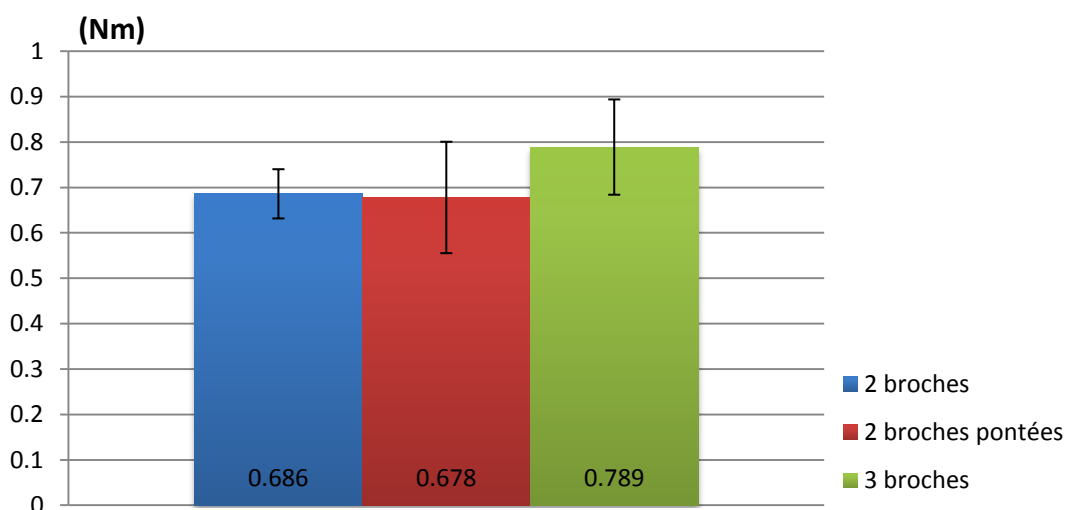
Le couple maximal en torsion externe, illustré sur le graphique 11, atteint une moyenne de 0.71 (Nm) à 10 degrés de torsion pour un écart-type relatif de 13.3%. Pour 2 broches pontées, ce couple s'établit à 0.704 (Nm) pour un écart-type relatif de 15.8%. Une fixation avec 3 broches nécessite un couple de 0.798 (Nm) pour atteindre une rotation externe de 10 degrés avec un écart-type relatif de 12.3%.



**Graphique 11:** couple maximal en rotation externe pour les trois embrochages

Nous pouvons donc calculer qu'une fixation avec 3 broches permet d'augmenter le couple maximal en torsion externe respectivement de 12.5% et 13.3% par rapport à 2 broches et 2 broches pontées.

Pour le couple en torsion interne, 2 broches entraînent un couple maximal pour 10 degrés de rotation s'élevant à 0.686 (Nm) pour un écart-type de 7.9%; 2 broches pontées apportent un couple à une moyenne de 0.678 (Nm) avec un écart-type de 18.1%. Trois broches fournissent un couple moyen de 0.789 (Nm) pour un écart-type de 13.3%. Le graphique 12 montre l'apport mécanique entraîné par la pose d'une troisième broche, que l'on peut mesurer par l'augmentation respective du couple maximal de torsion interne avec 3 broches de 15.1% et 16.4% par rapport à 2 broches ou 2 broches pontées.



**Graphique 12:** couple maximal en rotation interne pour les trois embrochages

La première observation des mesures que l'on peut effectuer est que le dispositif de pontage ne permet pas d'apporter un gain de stabilisation, étant donné que les montages avec 2 broches pontées présentent des caractéristiques similaires aux échantillons avec 2 broches. En comparant ces fixations à 2 broches, l'apport mécanique apporté par le dispositif de pontage, toute mesure confondue, se situe entre une diminution de 3.2% et un gain de 7.8%. Cela ne permet donc pas de déterminer un avantage en faveur du dispositif de pontage sur la base de la comparaison entre les configurations à 2 broches.

Par ailleurs, dans l'analyse des échantillons, il a été mentionné que le dispositif de pontage provoque l'écartement des broches (photographie 3 : humérus au centre), d'où découlait la décision de placer le dispositif toujours à la même distance de l'humérus de façon à ce que les contraintes exercées par les broches sur les humérus soient identiques. Mécaniquement, les broches pontées exercent donc une contrainte sur la corticale, ce qui aurait pu contribuer à la stabilité de la réduction, mais qui ne s'est pas produit lors des essais. On peut donc penser que seuls les points de fixation et d'appui des broches au niveau des corticales et de l'os trabéculaire sont à l'origine des propriétés mécaniques de nos échantillons. Le dispositif verrouillant les broches à une seule extrémité des broches - ici du côté du fragment distal - ne participe donc pas à la reprise des contraintes en torsion.

La deuxième observation que l'on peut tirer de ces essais concerne la comparaison des configurations à 2 ou 3 broches. Pour résumer l'apport résultant de la pose d'une troisième broche, on trouve dans le tableau 2 les gains en propriétés biomécaniques pour les quatre caractéristiques mécaniques mesurées.

	Rigidité rotation externe	Rigidité rotation interne	Couple maximal rotation externe	Couple maximal rotation interne
Gain 3 broches par rapport à 2 broches	15 %	21.2 %	12.5 %	15.1 %
Gain 3 broches par rapport à 2 broches pontées	6.8 %	25.3 %	13.3 %	16.4 %

**Tableau 2:** gain mécanique relatif apporté par la pose d'une troisième broche

Dans ce paragraphe, les nombres discutés se réfèrent à une fixation à 2 broches pour le premier pourcentage et à un montage à 2 broches pontées pour le deuxième, tous deux étant comparés à la configuration à 3 broches. En ce qui concerne la rotation externe, la troisième broche augmente la rigidité de 15% et 6.8%. Pour la rotation interne, la rigidité est augmentée de 21.2% et 25.3%. Nous voyons que la rigidité est augmentée pour les deux sens de rotation avec la pose d'une troisième broche, ce qui est important, la troisième broche étant utilisée lorsqu'une stabilisation correcte de la réduction n'a pu être obtenue avec 2 broches, que ce soit sur une fracture de type II ou III. Pour le couple maximal, on observe une augmentation de 12.5% et 13.3% en rotation externe, tandis que la rotation interne augmente de 15.1% et 16.4%. Ainsi, sur le plan biomécanique, le gain de stabilisation en rotation interne ou externe apporté par une troisième broche est présent pour les quatre caractéristiques mécaniques mesurées. Le gain attendu avec le dispositif de pontage n'est hélas pas concluant, car il ne permet pas une meilleure stabilisation par rapport à 2 broches seules ; néanmoins cette étude permet de mettre en évidence que l'insertion d'une troisième broche augmente la stabilisation des fractures supracondyliennes.

Ces résultats doivent être relativisés sur le plan statistique. Des tests de Student ont été effectués pour comparer les 3 types d'embrochage et déterminer si une différence statistiquement significative existait pour chaque propriété mécanique, en prenant une valeur  $P < 0.05$  comme significative. Nos essais ne sont statistiquement significatifs que pour la mesure de la rigidité en rotation externe entre 2 broches et 3 broches ( $P < 0.049$ ). Dans le reste des cas, il n'est pas possible d'affirmer statistiquement qu'il existe une différence entre 2 broches, 2 broches pontées et

3 broches. Etant donné les valeurs P obtenues pour les comparaisons entre les deux configurations non pontées ( $0.086 < P < 0.183$ ), elles mettent en évidence qu'une augmentation du nombre d'échantillons testés pourrait permettre de différencier statistiquement un montage à 2 broches par rapport à 3 broches. Par contre, les valeurs P obtenues en comparant 2 broches et 2 broches pontées sont élevées ( $0.428 < P < 0.936$ ) et il paraît moins probable qu'une différence statistique puisse être mise en évidence pour ces deux types d'embrochage en augmentant le nombre d'échantillons.

## Comparaison avec les autres études

Chaque type d'embrochages, de montages et de machines différents fournissent des caractéristiques mécaniques différentes qui ne sont pas standardisées. Elles ne peuvent donc pas être comparées telles quelles. Ainsi pour chaque méthode comparable, nous avons calculé une augmentation relative des propriétés mécaniques.

Plusieurs études sur des humérus synthétiques peuvent être utilisées pour comparer nos résultats en se focalisant sur les types d'embrochage similaires et en tenant compte du fait que les modalités des tests ou les caractéristiques mécaniques mesurées sont parfois différentes. Prenons comme premier exemple une étude portant sur la comparaison du couple nécessaire pour obtenir une torsion de 20 degrés, entre 2 broches et 3 broches divergentes d'entrée latérale (12). Dans ce cas, le gain mécanique apporté par la troisième broche est de 28.5%. Ceci peut être mis en regard de nos résultats pour les mêmes types d'embrochage, où le couple maximal à 10 degrés augmente de 12.5% en rotation externe et de 15.1% en rotation interne. Un deuxième exemple, toujours pour 2 ou 3 broches, compare deux types différents d'entrée latérale, capitellaire ou directe (10) (avec une entrée toujours au niveau du condyle latéral mais plus proximale). Dans cette étude, les gains en rigidité apportés par une troisième broche en rotation externe vont de 4.5 à 5.5% et en rotation interne, une diminution de 2.5% ou un gain de 4.5% sont mesurés (alors que notre troisième broche apporte 15% de rigidité en plus en rotation externe et 21.2% en rotation interne). Le couple maximal à 10 degrés en rotation interne du fragment distal, mesuré par Larson et al (13), est augmenté de 36% avec une troisième broche. Dans notre étude, pour le gain de couple en rotation externe ou interne, nous retrouvons nos 12.5% et 15.1% d'augmentation avec une troisième broche.

Tout en gardant à l'esprit qu'au niveau statistique, un seul résultat est significatif, nous pouvons mettre en avant le fait que la troisième broche - de façon similaire aux autres études - apporte fort probablement un gain de stabilité.

## Remarques

En orthopédie, l'apport d'un fixateur externe est significatif, car il lie de façon mécaniquement stable les deux extrémités d'un os fracturé en reprenant hors du corps les contraintes qu'un os intact supporterait. Dans le cas d'un embrochage, la stabilité mécanique entre les deux fragments est obtenue via les broches, qui sont insérées depuis le condyle latéral des humérus. C'est le pendant interne d'un fixateur, où les points d'appui (non verrouillés) sont les points de contact entre les broches et l'humérus avec des contraintes reprises par les broches à l'intérieur de l'os. Le dispositif de pontage testé dans notre étude - en rigidifiant une seule extrémité des broches mais sans lier les deux fragments - n'augmente pas la stabilité de la réduction. Augmenter la stabilité des broches de Kirschner reviendrait donc à rajouter un fixateur externe, mécaniquement attaché aux deux fragments afin de transmettre les efforts, mais les méthodes d'embrochage actuelles répondent aux besoins car elles apportent la stabilité nécessaire à la guérison.

La fracture simulée, deux surfaces lisses pour ces tests, est non comminutive. La fixation par les broches lie uniquement ces deux fragments. Dans la réalité, les berges de la fracture ne sont pas lisses (8) et cette dernière peut être comminutive. Dans ce cas, la pose d'une troisième broche permet non seulement de stabiliser la fracture supracondylienne en position réduite, mais aussi de pouvoir traverser un maximum de fragments pour reconstituer l'anatomie physiologique. Ainsi, une troisième broche n'a pas pour unique but d'augmenter la résistance mécanique de la fixation, mais aussi de reconstruire l'anatomie physiologique initiale.

## Conclusion

Les résultats de cette étude démontrent que le dispositif de pontage verrouillé sur 2 broches n'est pas suffisant pour apporter un gain de propriétés mécaniques permettant de se passer de la pose d'une troisième broche lorsqu'une fracture est trop instable.

Par contre nos résultats, statistiquement faibles, corroborent les études biomécaniques précédemment faites (10), (12), (13). Nous pouvons donc nous attendre à ce que la stabilité des réductions sur des humérus artificiels progresse lorsqu'une troisième broche est posée, ce qui peut être corrélé avec l'utilisation d'une troisième broche à l'Hôpital de l'Enfance, qui n'est utilisée que lorsqu'un gain en résistance mécanique est souhaité, donc en cas d'instabilité de la réduction avec une configuration à 2 broches.

## Remerciements

Je remercie le Professeur Zambelli pour l'opportunité d'accomplir cette étude et pour les discussions que l'on a eues.

Nous tenons à remercier le Professeur Botsis, Messieurs Cugnioni et Amacher du laboratoire de mécanique appliquée et d'analyse de fiabilité (LMAF) de l'EPFL pour les tests de torsion sur les échantillons.

Nous remercions également Monsieur Sahingoz de l'atelier mécanique du CHUV et Monsieur Guillen de l'atelier mécanique de l'HEL pour la réalisation des guides et des dispositifs de fixation des échantillons.

Nous remercions Monsieur Bagnoud et l'entreprise Medeco pour avoir réalisé les dispositifs de pontage testés lors de cette étude.

## Annexe

Un des échantillons (humerus3-2-4essai) a été testé une troisième fois. Il présentait des résultats identiques à ceux obtenus lors de la première série de test, lorsque les surfaces de la fracture simulée présentaient des frottements.

## Bibliographie

1. Hamdi A, Poitras P, Louati H, Dagenais S, Masquijo JJ, Kontio K. Biomechanical analysis of lateral pin placements for pediatric supracondylar humerus fractures. *J Pediatr Orthop*. mars 2010;30(2):135-139.
2. Farnsworth CL, Silva PD, Mubarak SJ. Etiology of Supracondylar Humerus Fractures. [Miscellaneous Article]. *J Pediatr Orthop* January. 1998;18(1):38-42.
3. Scaglione M, Giovannelli D, Fabbri L, Dell'omo D, Goffi A, Guido G. Supracondylar humerus fractures in children treated with closed reduction and percutaneous pinning. *Musculoskelet Surg*. août 2012;96(2):111-116.
4. Ryan L, Bachur R, Wiley J. Evaluation and management of condylar elbow fractures in children [Internet]. UpToDate. [cité 6 nov 2013]. Disponible sur: [http://www.uptodate.com/contents/evaluation-and-management-of-condylar-elbow-fractures-in-children?detectedLanguage=en&source=search\\_result&translation=elbow+fracture+management&search=elbow+fracture+management&selectedTitle=1%7E150&provider=google](http://www.uptodate.com/contents/evaluation-and-management-of-condylar-elbow-fractures-in-children?detectedLanguage=en&source=search_result&translation=elbow+fracture+management&search=elbow+fracture+management&selectedTitle=1%7E150&provider=google)
5. Ryan L, Bachur R, Wiley J. Elbow anatomy and radiographic diagnosis of elbow fracture in children [Internet]. [cité 6 nov 2013]. Disponible sur: [http://www.uptodate.com/contents/elbow-anatomy-and-radiographic-diagnosis-of-elbow-fracture-in-children?detectedLanguage=en&source=search\\_result&translation=elbow+anatomy+and+radiographic+diagnosis+of+elbow+fracture+in+children&search=Elbow+anatomy+and+radiographic+diagnosis+of+elbow+fracture+in+children&selectedTitle=1%7E150&provider=google](http://www.uptodate.com/contents/elbow-anatomy-and-radiographic-diagnosis-of-elbow-fracture-in-children?detectedLanguage=en&source=search_result&translation=elbow+anatomy+and+radiographic+diagnosis+of+elbow+fracture+in+children&search=Elbow+anatomy+and+radiographic+diagnosis+of+elbow+fracture+in+children&selectedTitle=1%7E150&provider=google)
6. Pretell-Mazzini J, Rodriguez-Martin J, Andres-Esteban EM. Does open reduction and pinning affect outcome in severely displaced supracondylar humeral fractures in children? A systematic review. *Strat Trauma Limb Reconstr Online*. août 2010;5(2):57-64.
7. Mulpuri K, Wilkins K. The treatment of displaced supracondylar humerus fractures: evidence-based guideline. *J Pediatr Orthop*. sept 2012;32 Suppl 2:S143-152.
8. Gaston RG, Cates TB, Devito D, Schmitz M, Schrader T, Busch M, et al. Medial and lateral pin versus lateral-entry pin fixation for Type 3 supracondylar fractures in children: a prospective, surgeon-randomized study. *J Pediatr Orthop*. déc 2010;30(8):799-806.
9. Erhart S, Lutz M, Larcher P, Blauth M, El Attal R. A case of supracondylar humerus fracture with vascular impairment. Open it up? *Arch Orthop Trauma Surg*. juin 2013;133(6):835-839.
10. Gottschalk HP, Sagoo D, Glaser D, Doan J, Edmonds EW, Schlechter J. Biomechanical analysis of pin placement for pediatric supracondylar humerus fractures: does starting point, pin size, and number matter? *J Pediatr Orthop*. août 2012;32(5):445-451.
11. Lee SS, Mahar AT, Miesen D, Newton PO. Displaced pediatric supracondylar humerus fractures: biomechanical analysis of percutaneous pinning techniques. *J Pediatr Orthop*. août 2002;22(4):440-443.
12. Srikumaran U, Tan EW, Belkoff SM, Marsland D, Ain MC, Leet AI, et al. Enhanced biomechanical stiffness with large pins in the operative treatment of pediatric supracondylar humerus fractures. *J Pediatr Orthop*. mars 2012;32(2):201-205.

13. Larson L, Firoozbakhsh K, Passarelli R, Bosch P. Biomechanical analysis of pinning techniques for pediatric supracondylar humerus fractures. *J Pediatr Orthop.* oct 2006;26(5):573-578.
14. Lee YH, Lee SK, Kim BS, Chung MS, Baek GH, Gong HS, et al. Three lateral divergent or parallel pin fixations for the treatment of displaced supracondylar humerus fractures in children. *J Pediatr Orthop.* juin 2008;28(4):417-422.
15. Reynolds RA, Mirzayan R. A technique to determine proper pin placement of crossed pins in supracondylar fractures of the elbow. *J Pediatr Orthop.* août 2000;20(4):485-489.
16. Bahk MS, Srikumaran U, Ain MC, Erkula G, Leet AI, Sargent MC, et al. Patterns of pediatric supracondylar humerus fractures. *J Pediatr Orthop.* août 2008;28(5):493-499.
17. Kocher MS, Kasser JR, Waters PM, Bae D, Snyder BD, Hresko MT, et al. Lateral entry compared with medial and lateral entry pin fixation for completely displaced supracondylar humeral fractures in children. A randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am.* avr 2007;89(4):706-712.
18. Skaggs DL, Cluck MW, Mostofi A, Flynn JM, Kay RM. Lateral-entry pin fixation in the management of supracondylar fractures in children. *J Bone Joint Surg Am.* avr 2004;86-A(4):702-707.
19. Brauer CA, Lee BM, Bae DS, Waters PM, Kocher MS. A systematic review of medial and lateral entry pinning versus lateral entry pinning for supracondylar fractures of the humerus. *J Pediatr Orthop.* mars 2007;27(2):181-186.
20. Sankar WN, Hebela NM, Skaggs DL, Flynn JM. Loss of pin fixation in displaced supracondylar humeral fractures in children: causes and prevention. *J Bone Joint Surg Am.* avr 2007;89(4):713-717.